

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-318838

(43)公開日 平成11年(1999)11月24日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/022

識別記号

FI

A 6 1 B 5/02

3 3 7 F

337H

審査請求 未請求 請求項の数 1 OL (全 14 頁)

(21)出願番号 特願平10-128490

(22)出願日 平成10年(1998)5月12日

(71)出國人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番 1

(72) 發明者 犬飼 英克

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

(72) 発明者 横関 明弘

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

(72)発明者 川口 敬三

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

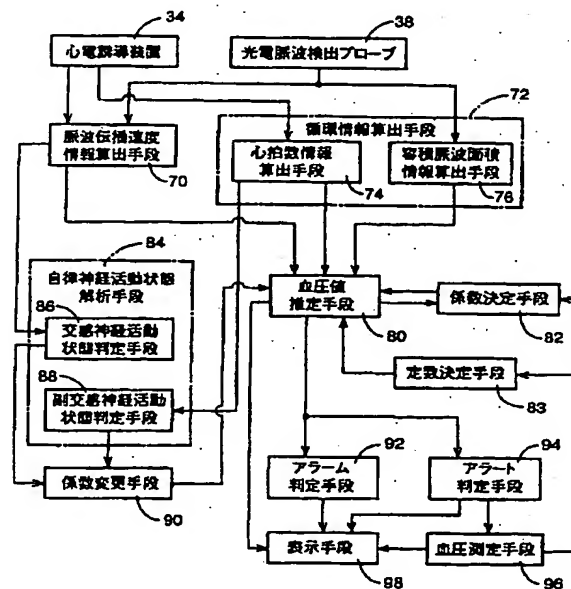
(74)代理人 弁護士 池田 治幸 (外2名)

(54) 【発明の名称】 非観血連続血圧推定装置

(57) 【要約】

【課題】 推定血圧値に対して高い推定精度が得られる
非侵襲連続血圧推定装置を提供する。

【解決手段】 血圧値推定手段80により、推定血圧値EBPと脈波伝播時間DT_{tr}、心拍周期RRおよび容積脈波面積比VRとの予め記憶された関係(数式2)から、実際の時間差DT_{tr}、心拍周期RR、および容積脈波面積比VRに基づいて推定血圧値EBP_{vy}が算出されることから、時間差DT_{tr}のみに基づいて生体の血圧値が推定される場合に比較して、推定血圧値EBP_{vy}に対して高い推定精度が得られるので、カフ10を用いて測定された血圧値BPとの校正が頻繁に行なわれる必要がない。また、係数決定手段82により、複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数組の係数値から、カフ10を用いて測定された最高血圧値BP_{vy}に対応する組の係数値を選択することにより数式2の係数が決定されることから、係数が予め定められた一定値である場合に比較して、数式2の精度が高められて推定最高血圧値EBP_{vy}が正確に得られる利点がある。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の循環器から非侵襲にて得られる情報から生体の動脈内血圧を推定するための非観血連続血圧推定装置であって、

前記生体の動脈における脈波伝播速度に関連する脈波伝播速度情報を算出する脈波伝播速度情報算出手段と、
前記生体の心拍数に関連する心拍数情報、および該生体の末梢部における容積脈波の面積に関連する容積脈波面積情報の少なくとも一方を算出する循環情報算出手段と、

予め記憶された関係から、前記生体の動脈における脈波伝播速度に関連する脈波伝播速度情報と、該生体の心拍数に関連する心拍数情報および該生体の末梢部における容積脈波の面積に関連する容積脈波面積情報の少なくとも一方とに基づいて、前記生体の血圧値を推定する血圧値推定手段と、

複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数組の係数値から前記生体の実際の血圧値に対応する組の係数値を選択することにより前記血圧値推定手段において用いられる関係の係数を決定する係数決定手段とを、含むことを特徴とする非観血連続血圧推定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体の循環器から非侵襲にて得られる情報から生体の動脈内血圧を推定するための非観血連続血圧推定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体の動脈内血圧を測定するための非侵襲の血圧測定装置として、生体の一部に巻回された圧迫帯の圧迫圧を変化させる過程で発生するコロトコフ音の変化、或いはカフ脈波振幅の変化に基づいて生体の血圧値を決定する装置が知られている。所謂コロトコフ音方式の自動血圧測定装置或いはオシロメトリック方式の自動血圧測定装置がそれである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、手術室や集中治療室などでは、処置或いは治療の緊急性を要するために生体の血圧値を可及的に連続的に測定することが望まれる場合があるが、前記従来の自動血圧測定装置では、その起動から数十秒経過しないと血圧測定値が得られないだけでなく、可及的に短い周期で血圧値を得るためにその起動周期を短くすると圧迫帯の圧迫による鬱血やそれに起因する血圧測定誤差が発生するという欠点があった。

【0004】これに対し、生体の動脈内を伝播する脈波の伝播速度を非侵襲で得られる信号に基づいて算出し、予め記憶された関係からその伝播速度に基づいて生体の血圧値を連続的に推定するという非侵襲連続血圧推定装置が提案されている。たとえば、実開平7-9305号公報や特開平7-308295号公報に記載された装置

がそれである。

【0005】しかしながら、上記従来の非侵襲連続血圧推定装置は、脈波伝播時間又は脈波伝播速度のみを用いて血圧値を連続的に推定する技術しか開示しておらず、そのように脈波伝播時間又は脈波伝播速度のみを用いて血圧値を推定する場合には、推定血圧値について十分な精度を得ることができないので、圧迫帯を用いたコロトコフ音方式の自動血圧測定装置或いはオシロメトリック方式の自動血圧測定装置により測定された血圧値との間で頻繁な校正を必要とする不都合があった。

【0006】本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、推定血圧値に対して高い推定精度が得られる非侵襲連続血圧推定装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】かかる目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体の循環器から非侵襲にて得られる情報から生体の動脈内血圧を推定するための非観血連続血圧推定装置であって、(a) 前記生体の動脈における脈波伝播速度に関連する脈波伝播速度情報を算出する脈波伝播速度情報算出手段と、(b) 前記生体の心拍数に関連する心拍数情報、およびその生体の末梢部における容積脈波の面積に関連する容積脈波面積情報の少なくとも一方を算出する循環情報算出手段と、

(c) 予め記憶された関係から、前記生体の動脈における脈波伝播速度に関連する脈波伝播速度情報と、その生体の心拍数に関連する心拍数情報およびその生体の末梢部における容積脈波の面積に関連する容積脈波面積情報の少なくとも一方とに基づいて、前記生体の血圧値を推定する血圧値推定手段と、(d) 複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数組の係数値から前記生体の実際の血圧値に対応する組の係数値を選択することにより前記血圧値推定手段において用いられる関係の係数を決定する係数決定手段とを、含むことにある。

【0008】

【発明の効果】このようにすれば、血圧値推定手段により、予め設定された関係から、脈波伝播速度情報と心拍数情報および容積脈波面積情報の少なくとも一方とに基づいて生体の血圧値が推定されることから、推定血圧値に対して高い推定精度が得られる。すなわち、脈波伝播速度情報のみに基づいて生体の血圧値が推定される場合に比較して、生体の血圧値に関連して変化する心臓側のパラメータである心拍数情報および生体の血圧値に関連して変化する末梢側のパラメータである容積脈波面積情報の少なくとも一方がさらに用いられるので、推定血圧値に対して推定精度が一層高められるのである。また、係数決定手段により、複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数組の係数値から前記生体の実際の血圧値に対応する組の係数値を選択することにより前記血圧値推定手段において用いられる関係の係数が決定されることか

ら、関係の係数が予め定められた一定値である場合に比較して、推定血圧値を決定するための関係の精度が高められて推定血圧が正確に得られる利点がある。

【0009】

【発明の他の態様】ここで、好適には、前記血圧値推定手段は、予め記憶された関係から、前記生体の動脈における脈波伝播速度に関連する脈波伝播速度情報と、その生体の心拍数に関連する心拍数情報と、その生体の末梢部における容積脈波の面積に関連する容積脈波面積情報とに基づいて、前記生体の血圧値を推定するものである。このようにすれば脈波伝播速度情報のみに基づいて生体の血圧値が推定される場合に比較して、血圧値に関連して変化する心臓側のパラメータである心拍数情報および血圧値に関連して変化する末梢側のパラメータである容積脈波面積情報がさらに用いられるので、推定血圧値に対して推定精度が一層高められ、圧迫帯を用いて測定された血圧値との校正が頻繁に行われる必要がない。

【0010】また、好適には、前記血圧値推定手段は、推定血圧E B Pと脈波伝播時間D T、心拍周期R R、および容積脈波面積比V Rとの間の予め記憶された関係
$$(E B P = \alpha (1 / D T) + \beta R R + \gamma V R + \delta,$$
 但し、 α 、 β 、 γ は係数、 δ は定数である)から、実際の脈波伝播時間D T、心拍周期R R、および容積脈波面積比V Rに基づいて、推定血圧E B Pを算出するものである。このようにすれば、脈波伝播速度情報のみに基づいて生体の血圧値が推定される場合に比較して、血圧値に関連して変化する心臓側のパラメータである心拍周期R Rおよび血圧値に関連して変化する末梢側のパラメータである容積脈波面積比V Rがさらに用いられるので、推定血圧値に対して推定精度が一層高められ、圧迫帯を用いて測定された血圧値との校正が頻繁に行われる必要がない。

【0011】また、好適には、前記係数 α 、 β 、 γ および定数 δ は、血圧値とその血圧値が得られたときの脈波伝播時間D T、心拍周期R R、および容積脈波面積比V Rとを含む多数人のデータから重回帰分析を用いて求められたものである。このようにすれば、推定血圧値を得るための汎用可能な関係が得られる利点がある。

【0012】また、好適には、前記係数決定手段は、前記生体の実際の血圧値として前記血圧値推定手段により推定された推定血圧値を用い、前記複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数の係数値から、上記生体の推定血圧値に対応する組の係数値を選択することにより前記血圧値推定手段において用いられる関係の係数を決定するものである。このようにすれば、逐次推定される推定血圧値に対応した最適の組の係数値が速やかに用いられる利点がある。

【0013】また、好適には、生体の一部に巻回された圧迫帯の圧迫圧を変化させる過程で発生するコロトコフ音の変化、或いはカフ脈波振幅の変化に基づいて生体の

血圧値を決定する血圧測定手段を含み、前記係数決定手段は、前記生体の実際の血圧値としてその血圧測定手段において測定された血圧値を用い、前記複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数の係数値から、その圧迫帯を用いて測定された生体の血圧値に対応する組の係数値を選択することにより前記血圧値推定手段において用いられる関係の係数を決定するものである。このようにすれば、より信頼性のある、圧迫帯を用いて測定された生体の血圧値に対応した最適の組の係数値たとえば α 、 β 、 γ が速やかに用いられる利点がある。

【0014】また、好適には、前記係数決定手段において圧迫帯を用いて測定された生体の血圧値に対応する組の係数値が選択された関係に、その関係に用いられる情報、すなわち、前記脈波伝播速度情報と心拍数情報および容積脈波面積情報の少なくとも一方の、前記圧迫帯を用いた血圧測定時における値を代入して得られる推定血圧値と、その圧迫帯を用いて測定された血圧値とが一致するように、前記関係の定数項の定数を決定する定数決定手段を含むものである。このようにすれば、前記血圧値推定手段において推定される血圧値の信頼性が一層高くなる利点がある。

【0015】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の一実施例を図面に基いて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された非観血連続血圧推定装置8の回路構成を説明するブロック線図である。

【0016】図1において、非観血連続血圧推定装置8は、ゴム製袋を布製帯状袋内に有して、たとえば患者の上腕部12に巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16、および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0017】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出して、その圧力を表す圧力信号S Pを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号S Pに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧を表すカフ圧信号S Kを弁別してそのカフ圧信号S KをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号S Pの振動成分である脈波信号S M₁を周波数的に弁別してその脈波信号S M₁をA/D変換器30を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号S M₁が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波である。

【0018】上記電子制御装置28は、CPU29、ROM31、RAM33、および図示しないI/Oポート

等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して切換弁16および空気ポンプ18を制御する。

【0019】心電誘導装置34は、生体の所定の部位に貼り着けられる複数の電極36を介して心筋の活動電位を示す心電誘導波、所謂心電図を連続的に検出するものであり、その心電誘導波を示す信号 SM_i を前記電子制御装置28へ供給する。なお、この心電誘導装置34は、心臓内の血液を大動脈へ向かって拍出開始する時期に対応する心電誘導波のうちのQ波或いはR波を検出するためのものである。

【0020】パルスオキシメータ用光電脈波検出プローブ38（以下、単にプローブという）は、毛細血管を含む末梢動脈へ伝播した脈波を検出する末梢脈波検出手段として機能するものであり、例えば、被測定者のたとえば指尖部などの生体皮膚すなわち体表面40に図示しない装着バンド等により密着した状態で装着されている。プローブ38は、一方向において開口する容器状のハウジング42と、そのハウジング42の底部内面の外周側に位置する部分に設けられ、LED等から成る複数の第1発光素子44、および第2発光素子44。（以下、特に区別しない場合は単に発光素子44という）と、ハウジング42の底部内面の中央部分に設けられ、フォトダイオードやフォトトランジスタ等から成る受光素子46と、ハウジング42内に一体的に設けられて発光素子44及び受光素子46を覆う透明な樹脂48と、ハウジング42内において発光素子44と受光素子46との間に設けられ、発光素子44から前記体表面40に向かって照射された光のその体表面40から受光素子46に向かう反射光を遮光する環状の遮蔽部材50とを備えて構成されている。

【0021】上記第1発光素子44は、例えば660nm程度の波長の赤色光を発光し、第2発光素子44は、例えば800nm程度の波長の赤外光を発光するものである。これら第1発光素子44、及び第2発光素子44は、一定時間づつ順番に所定周波数で発光させられると共に、それら発光素子44から前記体表面40に向かって照射された光の体内の毛細血管が密集している部位からの反射光は共通の受光素子46によりそれぞれ受光される。なお、発光素子44の発光する光の波長は上記の値に限られず、第1発光素子44は酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光係数が大きく異なる波長の光を、第2発光素子44はそれらの吸光係数が略同じとなる波長、すなわち酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとにより反射される波長の光をそれぞれ発光するものであればよい。

【0022】受光素子46は、その受光量に対応した大きさの光電脈波信号 SM_i をローパスフィルタ52を介

して出力する。受光素子46とローパスフィルタ52との間には増幅器等が適宜設けられる。ローパスフィルタ52は、入力された光電脈波信号 SM_i から脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された信号 SM_i をデマルチプレクサ54に出力する。この光電脈波信号 SM_i が表す光電脈波は、患者の脈拍に同期して発生する容積脈波である。なお、この光電脈波は脈拍同期波に対応している。

【0023】デマルチプレクサ54は、電子制御装置28からの信号に従って第1発光素子44、及び第2発光素子44の発光に同期して切り換えられることにより、赤色光による電気信号 SM_{ir} をサンプルホールド回路56及びA/D変換器58を介して、赤外光による電気信号 SM_{ir} をサンプルホールド回路60及びA/D変換器62を介して、それぞれ電子制御装置28の図示しないI/Oポートに逐次供給する。サンプルホールド回路56、60は、入力された電気信号 SM_{ir} 、 SM_{ir} をA/D変換器58、62へ出力する際に、前回出力した電気信号 SM_{ir} 、 SM_{ir} についてのA/D変換器58、62における変換動作が終了するまでに、次に出力する電気信号 SM_{ir} 、 SM_{ir} をそれぞれ保持するためのものである。

【0024】電子制御装置28のCPU29は、RAM33の記憶機能を利用しつつROM31に予め記憶されたプログラムに従って測定動作を実行し、駆動回路64に制御信号SLVを出力して発光素子44、44を順次所定の周波数で一定時間づつ発光させる一方、それら発光素子44、44の発光に同期して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ54を切り換えることにより、前記電気信号 SM_{ir} をサンプルホールド回路56に、電気信号 SM_{ir} をサンプルホールド回路60にそれぞれ振り分ける。上記CPU29は、血中酸素飽和度を算出するために予め記憶された演算式から上記電気信号 SM_{ir} 、 SM_{ir} の振幅値に基づいて生体の血中酸素飽和度を算出する。なお、この酸素飽和度の決定方法としては、例えば、本出願人が先に出願して公開された特開平3-15440号公報に記載された決定方法が利用される。

【0025】図2は、上記非観血連続血圧推定装置8における電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図2において、脈波伝播速度情報算出手段70は、脈波伝播時間 DT_{tr} 、或いは脈波伝播速度 V_p のような脈波の伝播速度に関連する脈波伝播速度情報を逐次算出する。たとえば、図3に示すように心電誘導装置34により逐次検出される心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位たとえばR波から、プローブ38により逐次検出される光電脈波の周期毎に発生する所定の部位たとえば立ち上がり点或いは下ピーク点までの時間差（脈波伝播時間） DT_{tr} を逐次算出する時間差算出手段を備え、その時間差算出手段により逐次算出され

る時間差 DT_{ar} に基づいて、予め記憶される数式1から、被測定者の動脈内を伝播する脈波の伝播速度 V (m/sec) を逐次算出する。尚、数式1において、 L (m) は左心室から大動脈を経て前記ブロープ38が装着される部位までの距離であり、 T_{ref} (sec) は心電誘導波形のR波から光電脈波の下ピーク点までの前駆出期間である。これらの距離 L および前駆出期間 T_{ref} は定数であり、予め実験的に求められた値が用いられる。

【0026】

【数1】 $V_{ar} = L / (DT_{ar} - T_{ref})$

【0027】循環情報算出手段72は、生体の心拍数 H R に関連する心拍数情報、たとえば心拍数 H R 、心拍周期 RR 、脈拍数、脈拍周期等を算出する心拍数情報算出手段74と、生体の末梢部における容積脈波の面積に関連する容積脈波面積情報を算出する容積脈波面積情報算出手段76との少なくとも一方を含んで構成される。上記生体の末梢部における容積脈波の面積に関連する容積脈波面積情報には、たとえば、容積脈波の面積 VP 、その容積脈波面積 VP と心拍周期 RR の逆数との積 ($= VP / RR$) として定義する容積脈波面積比 VR 、その容積脈波面積比 VR と脈波振幅 L との積 ($= VR \times L$) として定義する振幅補正容積脈波面積比 VR' 、容積脈波面積 VP を心拍周期 RR と脈波振幅 L に基づいて正規化し、 $VP / (RR \times L)$ なる演算が行なわれることにより求められる正規化脈波面積等が含まれる。たとえば、ブロープ38から入力される光電脈波は、図4に示すように、数ミリ或いは数十ミリ毎のサンプリング周期毎に入力される光電脈波の大きさを示す点の連なりにより構成されているので、その1周期 RR 内において光電脈波を積分(加算)することにより光電脈波の面積 VP が求まる。上記心拍数情報および容積脈波面積情報は、共に血圧の変化に関連して変動する。すなわち、血圧の変化は中枢側における心拍出量の変化、および末梢側における末梢血管抵抗の変化によって起こり、上記心拍数情報は心拍出量を反映し、容積脈波面積情報は末梢血管抵抗の大きさを反映するものである。

【0028】血圧値推定手段80は、予め記憶された関係から、前記脈波伝播速度情報と心拍数情報および容積脈波面積情報の少なくとも一方とに基づいて生体の血圧値を推定する。たとえば、数式2に示される脈波伝播時間 DT_{ar} 、心拍周期 RR および容積脈波面積比 VR との間の予め記憶された関係から、脈波伝播速度情報算出手段70で算出された実際の脈波伝播時間 DT_{ar} 、心拍数情報算出手段74で算出された実際の心拍周期 RR 、および容積脈波面積情報算出手段76で算出された実際の容積脈波面積比 VR に基づいて、推定血圧値 EBP を算出する。

【0029】

【数2】

$EBP = \alpha (1 / DT_{ar}) + \beta RR + \gamma VR + \delta$

(α 、 β 、 γ は係数、 δ は定数)

【0030】係数決定手段82は、血圧値推定手段80において推定血圧値 EBP を算出するために用いられる関係式の係数を、複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数の係数値から生体の実際の血圧値に対応する組の係数値を選択することにより決定する。たとえば、後述する血圧測定手段96においてカフ10を用いて測定された血圧値を実際の血圧値として用い、上記複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数の係数値からカフ10を用いて測定された最高血圧値 BP_{sys} に対応する組の係数値を選択する。この場合、血圧値推定手段80において推定される推定血圧値は最高血圧値の推定値すなわち推定最高血圧値 EBP_{sys} となる。さらに、血圧値推定手段80において逐次算出される推定血圧値 EBP を実際の血圧値として用い、上記複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数の係数値から逐次算出される推定血圧値 EBP に対応する組の係数値を選択する。なお、上記最高血圧値 BP_{sys} に代えて最低血圧値 BP_{dia} 、或いは平均血圧値 BP_{mean} に対応する組の係数値が選択された場合は、血圧値推定手段80において推定最低血圧値 EBP_{dia} 、或いは推定平均血圧値 EBP_{mean} が算出される。

【0031】図5は、上記係数決定手段82において用いられる複数の血圧値レンジ毎に記憶された複数の係数値の一例を示す図である。図5においては、実際の血圧値の40mmHg毎に1組の α 、 β 、 γ が記憶されている。通常は、血圧値が増加すると、時間差の逆数 ($1 / DT_{ar}$) は増加し、心拍周期 RR および容積脈波面積比 VR は減少する傾向にあるので、図5において記憶される係数 α は正、係数 β および γ は負の値となる。なお、この複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数の係数値 (α 、 β 、 γ) および前記定数 δ は、カフ等により測定された血圧値とその血圧値が得られたときの脈波伝播時間 DT_{ar} 、心拍周期 RR 、および容積脈波面積比 VR とを含む多数人のデータから重回帰分析を用いて求められたものである。すなわち、前記数式2において、複数の血圧値レンジ毎に、 DT_{ar} 、 RR 、 VR の3個の説明変数(独立変数)とそれに対応する目的変数(従属変数)としての推定血圧値 EBP とを1組として、それを4組以上用いて最小二乗法により求められた α 、 β 、 γ 、 δ の最良不偏推定値が記憶されて用いられる。

【0032】定数決定手段83は、係数決定手段82においてカフ10により測定された血圧値を実際の血圧値として用いて係数が決定された関係に、その関係に用いられる情報、すなわち前記脈波伝播速度情報と心拍数情報および容積脈波面積情報の少なくとも一方の、そのカフを用いた血圧測定時における値を代入して得られる推定血圧値 EBP と、そのカフを用いて測定された血圧値とが一致するように、血圧値推定手段80において用いられる関係式の定数項の定数を決定する。

【0033】自律神経活動状態解析手段84は、生体の自律神経の活動状態を、生体の血圧が変動した場合に変動する脈波伝播時間 DT_{rr} 、脈波伝播速度 V_r 、および推定血圧値 $E\ BP$ 等の血圧変動情報および前記心拍数情報の少なくとも一方に基づいて解析する。すなわち、自律神経活動状態解析手段84は、生体の交感神経の活動状態を、その生体の血圧変動情報の揺らぎ周波数成分のうち生体の呼吸周波数よりも十分に低い低周波信号成分に基づいて判定する交感神経活動状態判定手段86、および生体の副交感神経の活動状態をその生体の心拍数情報の揺らぎ周波数成分のうち生体の呼吸周波数付近の比較的高い高周波信号成分に基づいて判定する副交感神経活動状態判定手段88の少なくとも一方を備えている。

【0034】係数変更手段90は、自律神経活動状態解析手段84において解析された自律神経の活動状態に基づいて、血圧値推定手段80において用いられる関係の係数を血圧変化増幅側に変更する。すなわち、交感神経活動状態判定手段86における交感神経の活動状態が所定範囲を大きい側に超えたか否かの判断、および副交感神経活動状態判定手段88における副交感神経の活動状態が所定範囲を小さい側に超えたか否かの判断のいずれか一方の判断が肯定されたとき、または、交感神経活動状態判定手段86において交感神経の活動状態が所定範囲を大きい側に超えたと判定され、かつ副交感神経活動状態判定手段88において副交感神経の活動状態が所定範囲を小さい側に超えたと判定されたときには、前記数式2の係数 α 、 β 、 γ のうちの少なくとも1つを推定血圧値 $E\ BP$ が大きくなる側に変更することにより、推定血圧値 $E\ BP$ の変化が増幅される側に変更し、副交感神経活動状態判定手段88における副交感神経の活動状態が所定範囲を大きい側に超えたか否かの判断、および交感神経活動状態判定手段86における交感神経の活動状態が所定範囲を小さい側に超えたか否かの判断のいずれか一方の判断が肯定されたとき、または副交感神経活動状態判定手段88において副交感神経の活動状態が所定範囲を大きい側に超えたと判定され、かつ交感神経活動状態判定手段86において交感神経の活動状態が所定範囲を小さい側に超えたと判定されたときには、前記数式2の係数 α 、 β 、 γ のうちの少なくとも1つを推定血圧値 $E\ BP$ が小さくなる側に変更することにより、推定血圧値 $E\ BP$ の変化が増幅される側に変更する。すなわち、血圧監視に関して、血圧変化が確実且つ速やかに行なわれる血圧監視安全側に係数変更される。さらに、係数変更手段90は、その交感神経および副交感神経の活動状態に基づいて変更された血圧値推定手段80において用いられる関係の係数を、交感神経の活動状態が所定範囲内に戻ったときあるいは副交感神経の活動状態が所定範囲内に戻ったときに、係数決定手段82において決定される値に戻す。

【0035】ここで、前記係数変更手段90により血圧

値推定手段80において用いられる関係の係数を変更する理由を説明する。前述したように心拍数情報および容積脈波面積情報は、血圧を変化させる心拍出量および末梢血管抵抗を反映するものであり、それら心拍出量および末梢血管抵抗は交感神経、および副交感神経の活動の亢進および抑制により調節される。従って、交感神経活動状態判定手段86における交感神経の活動状態が所定範囲を大きい側に超えたか否かの判断、および副交感神経活動状態判定手段88における副交感神経の活動状態が所定範囲を小さい側に超えたか否かの判断のいずれか一方の判断が肯定されたとき、または、交感神経活動状態判定手段86において交感神経の活動状態が所定範囲を大きい側に超えたと判定され、かつ副交感神経活動状態判定手段88において副交感神経の活動状態が所定範囲を小さい側に超えたと判定されたときには、血圧値が増加している（高くなっている）と推定されるので、前記血圧値推定手段80において用いられる関係の係数のうち少なくとも1つを推定血圧値 $E\ BP$ が大きくなる側に切り換え、副交感神経活動状態判定手段88における副交感神経の活動状態が所定範囲を大きい側に超えたか否かの判断、および交感神経活動状態判定手段86における交感神経の活動状態が所定範囲を小さい側に超えたか否かの判断のいずれか一方の判断が肯定されたとき、または副交感神経活動状態判定手段88において副交感神経の活動状態が所定範囲を大きい側に超えたと判定され、かつ交感神経活動状態判定手段86において交感神経の活動状態が所定範囲を小さい側に超えたと判定されたときには、血圧値が減少している（低くなっている）と推定されるので、前記血圧値推定手段80において用いられる関係の係数のうち少なくとも1つを推定血圧値 $E\ BP$ が小さくなる側に切り換えるのである。

【0036】警報判定手段として機能するアラーム判定手段92は、生体の血圧に関連して変化する生体情報、すなわち生体の血圧が変動した場合に変動する前記血圧変動情報、心臓側において血圧を調節するために変動させられる心拍数に関連する前記心拍数情報、末梢側において血圧を調節するために変動させられる末梢血管抵抗を反映した前記容積脈波面積情報が予め設定された警報範囲（ $AL_1 \sim AL_n$ ）を超えたか否かを判定する。上記警報範囲（ $AL_1 \sim AL_n$ ）は、生体の血圧が緊急の医療処置を必要とする危険域内か否かに基づいて定められるものであり、一定範囲であってもよいし、前回のカフ10による血圧測定時における前記生体情報に対する変化率或いは変化割合の所定範囲とされてもよい。

【0037】アラート判定手段94は、前記生体情報が、前記予め設定された警報範囲内においてその警報範囲（ $AL_1 \sim AL_n$ ）よりも狭い範囲に予め設定された警戒範囲（ $AT_1 \sim AT_n$ ）を超えたか否かを判定する。すなわち上記警戒範囲（ $AT_1 \sim AT_n$ ）の最大値（上限値） AT_n 、および最小値（下限値） AT_1 は前記

警報範囲 ($A_{L_1} \sim A_{L_n}$) の最大値 (上限値) A_{L_n} および最小値 (下限値) A_{L_1} よりも生体の状態が安全な状態に設定され、上記警戒範囲の最大値 A_{T_n} は、前記警戒範囲の最大値 A_{L_n} よりも所定値或いは所定割合だけ低い値に設定され、上記警戒範囲の最小値 A_{T_1} は、前記警戒範囲の最小値 A_{L_1} よりも所定値或いは所定割合だけ高い値に設定されている。

【0038】 血圧測定手段96は、アラート判定手段94により前記生体情報が警戒範囲 ($A_{T_1} \sim A_{T_n}$) を超えたことが判定された場合、および所定の血圧測定周期が到来した場合には、カフ10の圧迫圧力を変化させ、その圧迫圧力の変化過程において発生する脈波の大きさの変化に基づいて生体の血圧値を自動的に測定する。たとえば生体の上腕に巻回されたカフ10の圧迫圧力を所定の目標圧力値 P_{c0} (たとえば、180mmHg程度の圧力値) まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させられる徐速降圧期間内において、順次採取される脈波信号 SM_i が表す脈波の振幅の変化に基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値 $B_{P_{sys}}$ 、平均血圧値 $B_{P_{mean}}$ 、および最低血圧値 $B_{P_{dia}}$ などを決定する。

【0039】 表示手段98は、前記生体情報の時系列的変化と警戒範囲 ($A_{T_1} \sim A_{T_n}$) および警報範囲 ($A_{L_1} \sim A_{L_n}$) を示すために、時間軸と上記生体情報或いはその変化率を示す軸との二次元座標において、逐次求められる上記生体情報或いはその変化率を時間軸に沿って表示するとともに、上記警戒範囲 ($A_{T_1} \sim A_{T_n}$) の境界を示す警戒ライン L_{AT} 、および警報範囲 ($A_{L_1} \sim A_{L_n}$) の境界を示す警報ライン L_{AL} を時間軸に平行に表示する。また、前記生体情報が前記警戒ライン L_{AT} 或いは警報ライン L_{AL} を超えたことを示す予め設定されたメッセージを文字または音声にて表示する。

【0040】 図6は、上記非観血連続血圧推定装置8の電子制御装置28における制御作動の要部を説明するフローチャートであって、推定血圧値 E_{BP} 算出式決定ルーチンを説明するフローチャートである。図6において、ステップSA1 (以下、ステップを省略する。) では、図示しないフラグ、カウンタ、レジスタをクリアする初期処理が実行される。

【0041】 続く脈波伝播速度情報算出手段70に対応するSA2では、カフ昇圧期間において、心電誘導波形のR波から光電脈波の立ち上がり点までの時間差 DT_{ro} が算出された後、循環情報算出手段72に対応するSA3乃至SA4が実行される。すなわち、心拍数情報算出手段74に対応するSA3では、心電誘導波形のR波の時間間隔から心拍周期 RR (sec) が算出され、容積脈波面積情報算出手段76に対応するSA4では、光電脈波の1脈波分の面積 VP をSA3で算出された心拍周期 RR で割ることにより容積脈波面積比 $VR (= VP/RR)$ が算出される。

【0042】 次いで、血圧測定手段96に対応するSA5乃至SA7が実行される。まず、SA5では、切り換え弁16が圧力供給状態に切り換えられ且つ空気ポンプ18が駆動されることにより、血圧測定のためにカフ10の急速昇圧が開始され、続くSA6では、カフ圧 P_c が180mmHg程度に予め設定された目標圧迫圧 P_{c0} 以上となったか否かが判断される。このSA6の判断が否定された場合は、上記SA2以下が繰り返し実行されることによりカフ圧 P_c の上昇が継続される。

【0043】 しかし、カフ圧 P_c の上昇により上記SA6の判断が肯定されると、SA7において、血圧測定アルゴリズムが実行される。すなわち、空気ポンプ18を停止させ且つ切替弁16を徐速排圧状態に切り換えてカフ10内の圧力を予め定められた3mmHg/sec程度の緩やかな速度で下降させることにより、この徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号 SM_i が表す脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値 $B_{P_{sys}}$ 、平均血圧値 $B_{P_{mean}}$ 、および最低血圧値 $B_{P_{dia}}$ が測定されるとともに、脈波間隔に基づいて脈拍数などが決定されるのである。そして、その測定された血圧値および脈拍数などが表示器32に表示されるとともに、切替弁16が急速排圧状態に切り換えられてカフ10内が急速に排圧される。

【0044】 続く係数決定手段82に対応するSA8では、図5に示されるような血圧値レンジ毎に予め記憶された複数組の係数値 (α , β , γ) から、SA7において測定された最高血圧値 $B_{P_{sys}}$ に対応する1組の係数値が選択されることにより、推定血圧値 E_{BP} を算出するために用いられる数式2の係数が決定される。

【0045】 続く定数決定手段83に対応するSA9では、数式2の右辺にSA2乃至SA4で算出された時間差 DT_{ro} 、心拍周期 RR および容積脈波面積比 VR を代入した時に算出される値が、SA7において測定された最高血圧値 $B_{P_{sys}}$ と一致するように定数 δ が決定される。たとえば、SA2乃至SA4において算出された時間差 DT_{ro} 、心拍周期 RR 、容積脈波面積比 VR を DT_{ro0} 、 RR_0 、 VR_0 とすると、数式3に示される式が得られる。すなわち、定数 δ は数式3を変形した数式4により決定される。

【0046】

【数3】 $B_{P_{sys}} = \alpha (1/DT_{ro0}) + \beta RR_0 + \gamma VR_0 + \delta$

【0047】

【数4】 $\delta = B_{P_{sys}} - \{ \alpha (1/DT_{ro0}) + \beta RR_0 + \gamma VR_0 \}$

【0048】 図7は、前記非観血連続血圧推定装置8の電子制御装置28における制御作動の要部を説明するフローチャートであって、図6に示される推定血圧値 E_{BP} 算出式決定ルーチンに続いて実行される血圧監視ルー

チンを説明するフローチャートである。

【0049】まずSB1では、心電波形のR波および光電脈波の一脈波分が入力されたか否かが判断される。このSB1の判断が否定された場合はSB1が繰り返し実行されるが、肯定された場合は、続く脈波伝播速度情報算出手段70に対応するSB2、心拍数情報算出手段74に対応するSB3、および容積脈波面積情報算出手段76に対応するSB4において、図6のSA2乃至SA4と同様の処理がされることにより時間差 DT_{rr} 、心拍周期RR、および容積脈波面積比VRが算出される。

【0050】続くSB5では、SB2乃至SB4において算出された時間差 DT_{rr} 、心拍周期RR、および脈波面積比VRを用い、図6のSA8乃至SA9において係数および定数が決定された数式2から推定血圧値 EBP_{vs} が算出される。

【0051】続く表示手段98に対応するSB6では、図8に示されるように、表示器32の所定位置に表示される時間軸と推定最高血圧値 EBP_{vs} 、軸との二次元座標において、SB5において算出された推定血圧値 EBP_{vs} が時間軸に沿ってトレンド表示されるとともに、警報範囲の最小値 AL_L を示す下側警報ライン L_{ALL} 、および警報範囲の最大値 AL_H を示す上側警報ライン L_{ATH} が時間軸に平行に表示され、さらに、その下側警報ライン L_{ALL} よりも上側に警戒範囲の最小値 AT_L を示す下側警戒ライン L_{ATL} が時間軸に平行に表示され、上側警報ライン L_{ATH} よりも下側に警戒範囲の最大値 AT_H を示す上側警戒ライン L_{ATH} が時間軸に平行に表示される。

【0052】続く係数決定手段82に対応するSB7は、前記SB5で算出された推定血圧値 EBP_{vs} を実際の血圧値として用い、前記複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数の係数値から、その推定血圧値 EBP_{vs} に対応する組の係数値が選択される。このように逐次算出される推定血圧値 EBP_{vs} の値を用いて前記数式2の係数が逐次決定されることにより、血圧推定精度が向上する。

【0053】続くSB8では、SB2乃至SB3で算出された時間差 DT_{rr} 、心拍周期RRによりSB7で決定された係数値を変更するか否かを判定する係数変更判定ルーチンが実行される。この係数変更判定ルーチンは図9に詳しく説明されている。

【0054】図9において、まず自律神経活動状態解析手段84に対応するSC1乃至SC4が実行される。すなわち、交感神経活動状態判定手段86に対応するSC1乃至SC2、および副交感神経活動状態判定手段88に対応するSC3乃至SC4が実行される。

【0055】SC1では、SB2において逐次算出されている時間差 DT_{rr} の揺らぎが周波数解析される。図10に時間差 DT_{rr} の逆数 $(1/DT_{rr})$ の揺らぎとして示されているように、時間差 DT_{rr} には揺らぎがある。

上記揺らぎを高速フーリエ変換法或い自己回帰法により周波数解析（スペクトル分析）すると図11に破線で示されるスペクトルが得られる。このスペクトルには、生体の呼吸周波数付近の比較的高い高周波信号成分 HF_{or} 、および生体の呼吸周波数の $1/3$ 乃至 $1/4$ 程度の周波数の低周波信号成分 LF_{or} が存在する。

【0056】続くSC2では、SC1で得られた時間差の逆数 $(1/DT_{rr})$ の周波数解析スペクトルの低周波信号成分 LF_{or} の振幅強度と高周波信号成分 HF_{or} の振幅強度との比 (LF_{or}/HF_{or}) を交感神経の活動状態を表す指標として算出する。上記低周波信号成分 LF_{or} の振幅強度は、交感神経活動の定量的指標となるものとして知られ、一方、高周波信号成分 HF_{or} の振幅強度は自律神経活動の影響を受けないので、上記比 (LF_{or}/HF_{or}) は個人差の影響を除いた交感神経活動の指標となるのである。

【0057】続くSC3では、SB3において逐次算出されている心拍周期RRの揺らぎが周波数解析される。図10に示されているように心拍周期RRにも揺らぎがある。上記揺らぎを高速フーリエ変換法或い自己回帰法により周波数解析（スペクトル分析）すると図11に実線で示されるスペクトルが得られる。このスペクトルには、時間差の逆数 $(1/DT_{rr})$ の周波数解析スペクトルと同様に、生体の呼吸周波数付近の比較的高い高周波信号成分 HF_{rr} 、および生体の呼吸周波数の $1/3$ 乃至 $1/4$ 程度の低周波信号成分 LF_{rr} が存在する。

【0058】続くSC4では、SC3で得られた心拍周期RRの周波数解析スペクトルの高周波信号成分 HF_{rr} の振幅強度と低周波信号成分 LF_{rr} の振幅強度との比 (HF_{rr}/LF_{rr}) を副交感神経の活動状態を表す指標として算出する。上記高周波信号成分 HF_{rr} の振幅強度は、副交感神経活動の定量的指標となるものとして知られ、一方、低周波信号成分 LF_{rr} の振幅強度は自律神経活動の影響を受けないので、上記比 (HF_{rr}/LF_{rr}) は個人差の影響を除いた副交感神経活動の指標となるのである。

【0059】次に係数変更手段90に対応するSC5乃至SC10が実行される。まずSC5では、SC2で求められた交感神経活動指標 (LF_{or}/HF_{or}) 、およびSC4で求められた副交感神経活動指標 (HF_{rr}/LF_{rr}) が、ともに所定範囲内であるか否かが判断される。上記所定範囲は、交感神経活動および副交感神経活動の亢進および抑制を判定するために予め設定されたものであり、一定範囲であってもよいし、前回のカフ10による血圧測定時における交感神経活動指標 (LF_{or}/HF_{or}) 、および副交感神経活動指標 (HF_{rr}/LF_{rr}) に対する変化率或いは変化割合の所定範囲とされてもよい。

【0060】上記SC5の判断が肯定される場合は、自律神経の活動状態が比較的安定であるので、続くSC6

において、SB7で決定された係数値が数式2に用いられる係数値として決定されて、本ルーチンが終了させられる。すなわち、既に数式2の係数値がSB7において決定された値である場合にはその係数値が維持され、後述するSC8或いはSC10において前記数式2に用いられる係数値が変更させられている場合は、SB7において決定された係数値に復帰させられる。

【0061】しかし、上記SC5の判断が否定される場合は、続くSC7において、SC2で求められた交感神経活動指標(LF_{or}/HF_{or})が予め設定された所定範囲を大きい側に超え、且つ副交感神経活動指標(HF_{ar}/LF_{ar})が予め設定された所定範囲を小さい側に超えたか否かが判断される。上記SC7の判断が否定される場合はSC9が直接的に実行されるが、肯定された場合には、交感神経の活動の亢進および副交感神経の活動の抑制により、心拍出量および末梢血管抵抗が血圧を上昇させる側に大きく変化していると推定されるので、続くSC8では、血圧監視がより安全に行われるようにするため、前記数式2により算出される推定血圧値EBPの変化を増幅させる。すなわち、数式2に同じ時間差の逆数($1/DT_{ar}$)、心拍周期RRおよび容積脈波面積比VRが代入された場合に算出される推定血圧値EBPが大きくなるように、前記数式2においてその心拍出量および末梢血管抵抗を反映する項である心拍周期RRおよび容積脈波面積比VRの係数 β および γ の値が増加させられる。たとえば、変更される前の係数を β_0 、 γ_0 。

(β_0 、 γ_0 は負の値)とした場合に、 $0.5\beta_0$ 、 $0.5\gamma_0$ に変更される。

【0062】続くSC9では、SC2で求められた交感神経活動指標(LF_{or}/HF_{or})が予め設定された所定範囲を小さい側に超え、且つ副交感神経活動指標(HF_{ar}/LF_{ar})が予め設定された所定範囲を大きい側に超えたか否かが判断される。上記SC9の判断が否定される場合は本ルーチンは終了させられるが、肯定された場合には、交感神経の活動の抑制および副交感神経の活動の亢進により、心拍出量および末梢血管抵抗が血圧を低下させる側に大きく変化していると推定されるので、続くSC10では、血圧監視がより安全に行われるようにするため、前記数式2により算出される推定血圧値EBPの変化を増幅させる。すなわち、数式2に同じ時間差の逆数($1/DT_{ar}$)、心拍周期RRおよび容積脈波面積比VRが代入された場合に算出される推定血圧値EBPが小さくなるように、前記数式2の心拍周期RRおよび容積脈波面積比VRの係数 β および γ の値が減少させられる。たとえば、変更される前の係数を β_0 、 γ_0 。

(β_0 、 γ_0 は負の値)とした場合に、 $2\beta_0$ 、 $2\gamma_0$ に変更される。

【0063】図7に戻って、続くアラーム判定手段92に対応するSB9では、SB5で算出された推定血圧値EBPが、予め定められた警報範囲($AL_1 \sim A$

L_1)、たとえば図6のSA7においてカフ10による血圧測定された後、SB5において最初に算出される推定血圧値EBPを基準として、その推定血圧値EBPから下側へ30%変化した値として設定される警報範囲の最小値 AL_1 、を超えたか否か、およびその推定血圧値EBPから上側へ30%変化した値として設定される警報範囲の最大値 AL_1 、を超えたか否かが判断される。

【0064】上記SB9の判断が否定された場合には、SB11の判断が直接的に実行されるが、肯定された場合には、続く表示手段98に対応するSB10において、推定血圧値EBPが警報範囲を超えたことを示す文字或いは記号が表示器32に表示され、かつ図示しないスピーカから推定血圧値EBPが警報範囲を超えたことを示す警報音或いはメッセージが出力される。

【0065】続くアラーム判定手段94に対応するSB11では、SB5で算出された推定血圧値EBPが警戒範囲の最大値 AT_1 、または警戒範囲の最小値 AT_1 、を超えたか否かが判断される。上記警戒範囲の最大値 AT_1 、は、たとえば前記警報範囲の最大値 AL_1 、よりも15mmHg低い値に予め決定され、上記警戒範囲の最小値 AT_1 、は、たとえば前記警報範囲の最小値 AL_1 、よりも15mmHg高い値に予め決定されている。

【0066】上記SB11の判断が肯定された場合は、続く表示手段98に対応するSB13において、推定血圧値EBPが警戒範囲を超えたことを示す文字或いは記号が表示器32に表示され、かつ図示しないスピーカから推定血圧値EBPが警戒範囲を超えたことを示す警報音或いはメッセージが出力された後、図6の推定血圧値EBP算出式決定ルーチンが実行されることによりカフ10による血圧測定が実行される。たとえば図8においては、時間 t_{AT_1} の時点でカフ10による血圧測定が実行される。従って、再び図7の血圧監視ルーチンが実行され、SB9において推定血圧値EBPが警報範囲($AL_1 \sim AL_1$)を超えたと判定される時点では、既にカフ10による血圧測定が起動されているので、推定血圧値EBPが警報範囲を超えたと判定される時点、たとえば図8の時間 t_{AL_1} の時点でカフ10による血圧測定を起動させる場合よりも、早期にカフ10による血圧測定値が得られる。

【0067】しかし、上記SB11の判断が否定された場合には、続くSB12において、図6の推定血圧値EBP算出式決定ルーチンにおいてカフを用いて測定された前回の血圧測定から予め設定された血圧測定周期 T_1 、が経過したか否かが判断される。この血圧測定周期 T_1 、は、たとえば十数分乃至数十分というように比較的長時間に設定される。このSB12の判断が否定された場合には、前記SB1以降が繰り返し実行され、肯定された場合は、周期的に到来する血圧測定時期であるので、図6の推定血圧値EBP算出式決定ルーチンにおいて、カフ10を用いてオシロメトリック法により血圧測定が実

行され、且つ数式2の係数(α 、 β 、 γ)および定数 δ が再決定される。

【0068】上述のように本実施例によれば、血圧値推定手段80(SB5)により、推定血圧値EBPと脈波伝播時間DT_{rr}、心拍周期RRおよび容積脈波面積比VRとの予め記憶された関係(数式2)から、実際の時間差DT_{rr}、心拍周期RR、および容積脈波面積比VRに基づいて推定血圧値EBP_{svs}が算出されることから、推定血圧値EBP_{svs}に対して高い推定精度が得られる。すなわち、時間差DT_{rr}のみに基づいて生体の血圧値が推定される場合に比較して、生体の血圧値に関連して変化する心臓側のパラメータである心拍周期RRおよび生体の血圧値に関連して変化する末梢側のパラメータである容積脈波面積比VRがさらに用いられるので、推定血圧値EBP_{svs}に対して推定精度が一層高められ、カフ10を用いて測定された血圧値BPとの校正が頻繁に行なわれる必要がない。また、係数決定手段82(SA8、SB7)により、複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数組の係数値から、カフ10を用いて測定された最高血圧値BP_{svs}、または逐次算出される推定最高血圧値EBP_{svs}に対応する組の係数値を選択することにより血圧値推定手段80(SB5)において用いられる数式2の係数が決定されることから、数式2の係数が予め定められた一定値である場合に比較して、数式2の精度が高められて推定最高血圧値EBP_{svs}が正確に得られる利点がある。

【0069】また、本実施例によれば、前記数式2において用いられる係数 α 、 β 、 γ および定数 δ は、カフ10等により測定された血圧値と、その血圧値が得られたときの脈波伝播時間DT_{rr}、心拍周期RR、および容積脈波面積比VRを含む多数人のデータから重回帰分析を用いて求められたものであるため、推定血圧値EBPを得るための汎用可能な関係が得られる利点がある。

【0070】また、本実施例によれば、係数決定手段82(SB7)は、前記生体の実際の血圧値として血圧値推定手段80(SB5)により推定された推定最高血圧値EBP_{svs}を用い、前記複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数組の係数値から、推定最高血圧値EBP_{svs}に対応する組の係数値を選択することにより血圧値推定手段80(SB5)において用いられる数式2の係数を決定するものである。従って、逐次推定される推定最高血圧値EBP_{svs}に対応した最適の組の係数値が速やかに用いられる利点がある。

【0071】また、本実施例によれば、生体の一部に巻回されたカフ10の圧迫圧を変化させる過程で発生する脈波信号SM_iが表す脈波の振幅の変化に基づいて生体の血圧値BPを決定する血圧測定手段96(SA5乃至SA7)を含み、係数決定手段82(SA8)は、前記生体の実際の血圧値として血圧測定手段96(SA5乃至SA7)において測定された最高血圧値BP_{svs}を用

い、前記複数の血圧値レンジ毎に予め記憶された複数組の係数値から、そのカフ10を用いて測定された生体の最高血圧値BP_{svs}に対応する組の係数値を選択することにより血圧値推定手段80(SB5)において用いられる数式2の係数を決定するものである。従って、より信頼性のある、カフ10を用いて測定された生体の最高血圧値BP_{svs}に対応した最適の組の係数値(α 、 β 、 γ)が速やかに用いられる利点がある。

【0072】また、本実施例の非観血連続血圧推定装置8は、係数決定手段82(SA8)においてカフ10を用いて測定された最高血圧値BP_{svs}に対応する組の係数値が選択された数式2に、時間差DT_{rr}、心拍周期RRおよび容積脈波面積比VRの、そのカフ10を用いた血圧測定時の値を代入して得られる推定血圧値EBP_{svs}と、そのカフ10を用いて測定された最高血圧値BP_{svs}とが一致するように、数式2の定数 δ を決定する定数決定手段83(SA9)を含むものであるため、血圧値推定手段80(SB5)において推定される推定血圧値EBP_{svs}の信頼性が一層高くなる利点がある。

【0073】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0074】たとえば、前述の実施例の血圧値推定手段80(SB5)において、推定血圧値EBPを算出する数式2は、心拍数情報である心拍周期RRおよび容積脈波面積情報である容積脈波面積比VRの双方が用いられていたが、どちらか一方のみであっても、従来の血圧監視装置に比較して推定精度が高められる。

【0075】また、前述の実施例では、推定血圧値EBPを算出する数式2において、時間差DT_{rr}、心拍周期RR、および容積脈波面積比VRは、それぞれ1次式であったが、2次以上であってもよいし、三角関数や対数関数を含むものであってもよい。たとえば、数式5、数式6に示すような式であってもよいのである。

【0076】

$$\text{【数5】 } EBP = \alpha (1/DT_{rr}) + \gamma VR^2 + \delta$$

(α 、 γ は係数、 δ は定数)

【0077】

$$\text{【数6】 } EBP = \alpha (1/DT_{rr}) + \beta \log(RR) + \gamma VR + \delta$$

(α 、 β 、 γ は係数、 δ は定数)

【0078】また、前述の実施例では、推定血圧値EBPを算出する式は数式2のみであったが、数式2において用いられた係数と同様に、予め定められた血圧値レンジ毎に異なる式が用いられて推定血圧値EBPが算出されるものであってもよい。

【0079】また、前述の実施例では、係数決定手段82に対応するSA8、SB7において、係数 α 、 β 、 γ の3つの係数の値が実際の血圧値に基づいて決定されていたが、血圧の範囲によって推定血圧値EBPへの影響

10

20

30

40

50

が異なる係数の値のみが実際の血圧値に基づいて決定され、その他の係数は一定値とされてもよい。

【0080】また、前述の実施例の血圧測定手段96は、所謂オシロメトリック方式で血圧を測定するように構成されていたが、コロトコフ音の発生時および消滅時のカフ圧を最高血圧値および最低血圧値として決定する所謂K音方式により血圧測定するものであっても差し支えない。

【0081】また、前述の実施例において、時間差 DT_{RP} はR波から光電脈波の立ち上がり点までの時間差に基づいて算出されていたが、心電波形のQ波から光電脈波の立ち上がり点までの時間差を用いるなどの他の算出方式が用いられる。

【0082】また、前述の実施例において、R波或いは光電脈波の1拍毎に推定血圧値EBPが算出されていたが、2以上の拍数毎に推定血圧値EBPが算出されるものであってもよい。

【0083】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である非観血連続血圧推定装置8の回路構成を説明するブロック線図である。

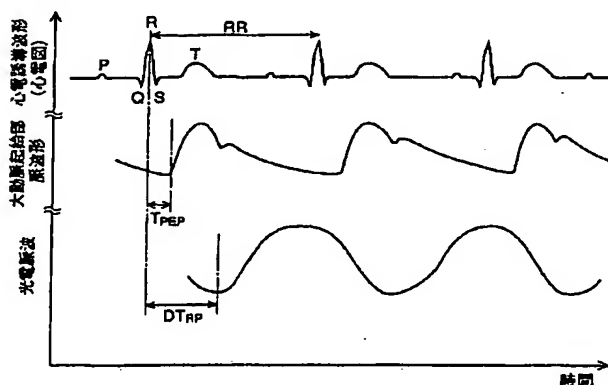
【図2】図1の実施例における電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図3】図1の実施例における電子制御装置28の制御作動により求められる時間差 DT_{RP} を例示する図である。

【図4】脈波面積VP等の容積脈波面積情報の算出方法を説明する図である。

【図5】係数決定手段82において用いられる、血圧 $\text{レ} \times 30$

【図3】



* ンジ毎に予め記憶された複数組の係数値を説明する図である。

【図6】図1の実施例における電子制御装置28の制御作動の要部を説明するフローチャートであって、推定血圧値EBP算出式決定ルーチンを示す図である。

【図7】図1の実施例における電子制御装置28の制御作動の要部を説明するフローチャートであって、血圧監視ルーチンを示す図である。

【図8】表示手段98により表示される推定血圧値EBPのトレンドを例示する図である。

【図9】図7のSB8における係数変更判定ルーチンの作動を詳しく説明する図である。

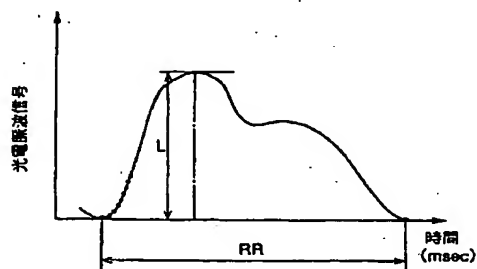
【図10】図1の実施例における電子制御装置28の制御作動により求められる心拍周期RRと時間差 DT_{RP} の逆数の揺らぎを例示する図である。

【図11】図1の実施例における電子制御装置28の制御作動により求められる心拍周期RRと時間差 DT_{RP} の変動が周波数解析されることにより得られるスペクトルを例示する図である。

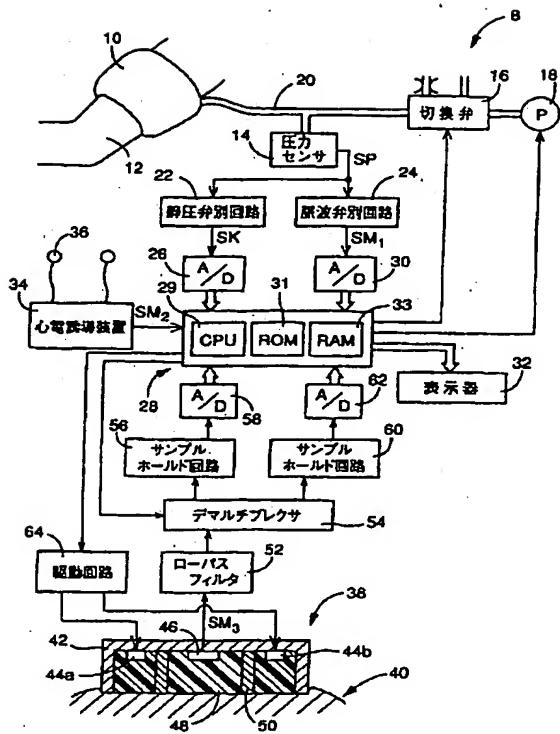
【符号の説明】

- 8：非観血連続血圧推定装置
- 70：脈波伝播速度情報算出手段
- 72：循環情報算出手段
- 74：心拍数情報算出手段
- 76：容積脈波面積情報算出手段
- 80：血圧値推定手段
- 82：係数決定手段
- 83：定数決定手段
- 96：血圧測定手段

【図4】



【図1】

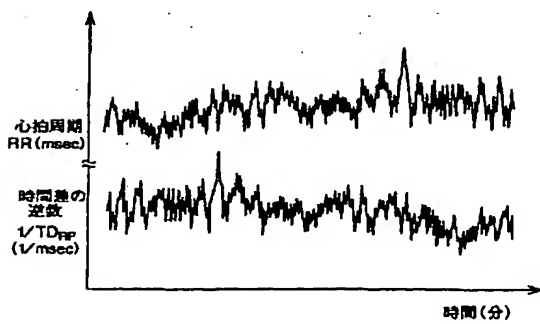


【図5】

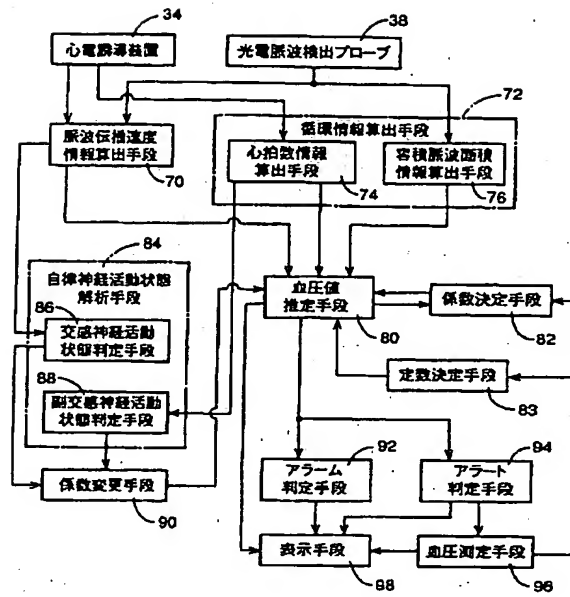
実際の血圧値 (mmHg)	〜40	〜80	〜120	〜160	〜200	200〜
α	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5	α_6
β	β_1	β_2	β_3	β_4	β_5	β_6
γ	γ_1	γ_2	γ_3	γ_4	γ_5	γ_6

(αは正の係数、βおよびγは負の係数)

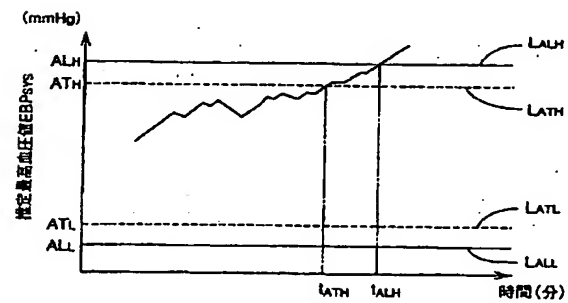
【図10】



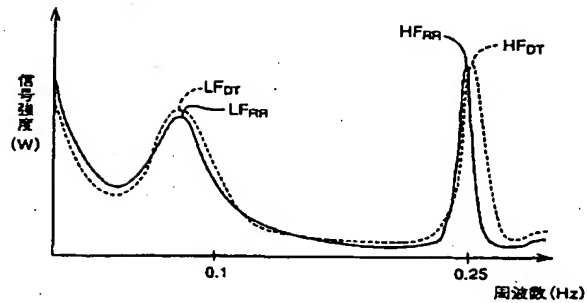
【図2】



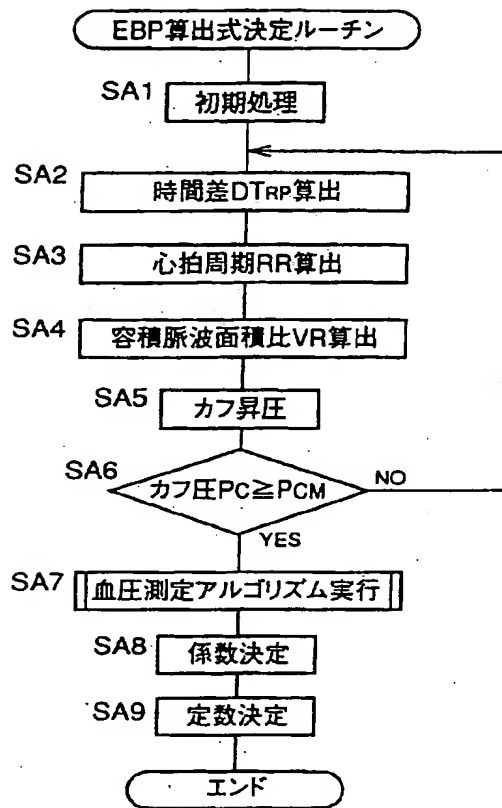
【図8】



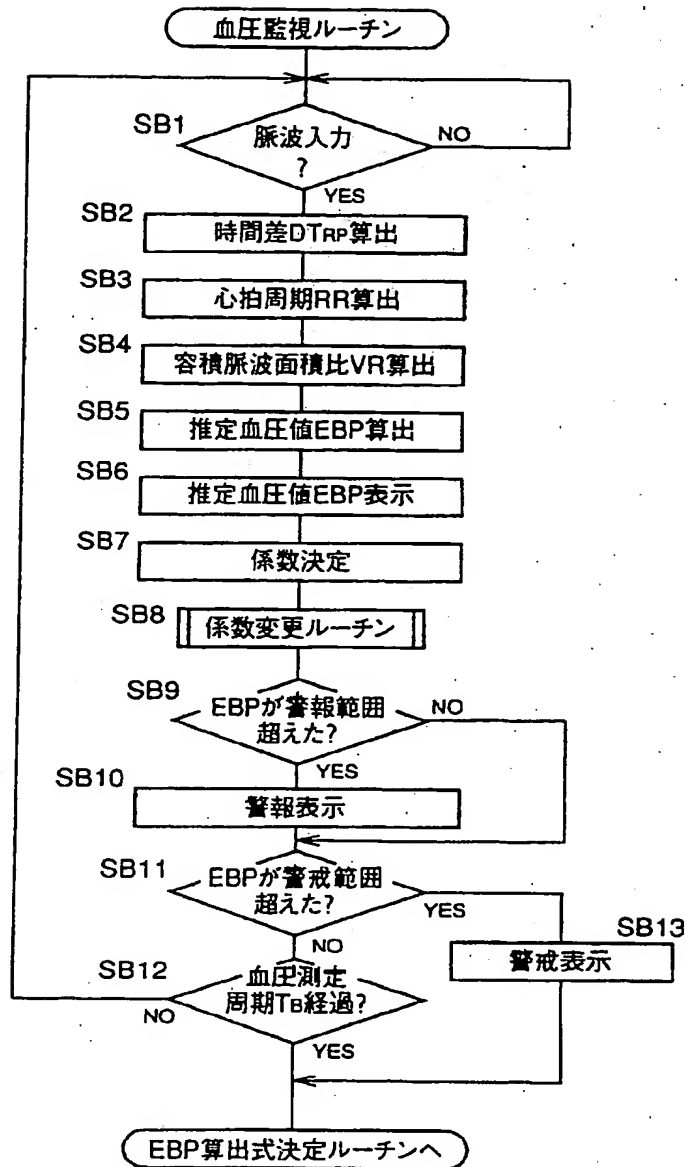
【図11】



【図6】



【図7】



【図9】

